

第一章 超声诊断的物理基础

第一节 超声波的概念

一、超声的基本概念

1. 超声是指频率超过人耳听觉范围(20~20 000Hz)的高频声波。即:频率>20 000 赫兹(Hz)机械(振动)波。
2. 超声波属于声波范畴,它具有声的共同物理性质。例如:必须通过弹性介质进行传播,在液体、气体和人体软组织中的传播方式为纵波(疏密波),具有反射、折射、衍射和散射特性,以及在不同介质中(空气、水、软组织、骨骼)分别具有不同的声速和不同的衰减等。
3. 诊断最常用的超声频率是 2~10MHz(1MHz=10⁶ 赫兹)。

二、基本物理量

超声有三个基本物理量。即:频率(f)、波长(λ)和声速(c)。三者之间的关系如下:

$$\lambda = c/f \quad (1)$$

由于频率不同的声波在同一介质中传播的声速(c)基本相同,因此,超声波长(λ)与频率(f)成反比——频率愈高,波长则愈短。

在不同的介质中,声速有很大的差别:空气(20℃) 344m/s,水(37℃) 1524m/s,肝脏 1570m/s,脂肪 1476m/s,颅骨 3360m/s。

人体软组织的声速平均为 1540m/s,与水中的声速相近。骨骼的声速最高,相当于软组织声速的 2 倍以上(表 1-1)。

表 1-1 医学超声常用介质的密度、声速和声特性阻抗

介质名称	密度(g/cm ³)	声速(m/s)	声阻抗(1×10 ⁵ 瑞利)
空气(20℃)	0.00118	334	0.0004
水(37℃)	0.9938	1524	1.513
生理盐水(37℃)	1.002	1534	1.537
血液	1.055	1570	1.656
肝脏	1.050	1570	1.648
肾脏	1.038	1561	1.62
肌肉	1.074	1568	1.684
脂肪	0.955	1476	1.410
颅骨	1.658	3360	5.570

诊断用超声功率:诊断用超声功率一般很小,其物理量及其意义,见下文“超声的生物效应”。

三、声 场

(一) 超声场

发射超声在介质中传播时其能量所达到的空间。超声场简称声场,又可称为声束。

(二) 声场特性

1. 扫描声束的形状、大小(粗细)及声束本身的能量分布,随所用探头的形状、大小、阵元数及其排列、工作频率(超声波长)、有无聚焦以及聚焦的方式不同而有很大的不同。此外,声束还受人体组织不同程度吸收衰减、反射、折射和散射等影响,即超声与人体组织间相互作用的影响。因此,超声束(声场)与其他影像技术如扫描 X 线束相比,二者之间有着显著的区别。例如 X 线束可呈单纯的细线状,波长极短,对人体组织穿透力很强,而且没有与人体组织间相互作用。这与人体组织内超声束(声场)的复杂多变性形成了鲜明对比。

2. 声束由一个大的主瓣和一些小的旁瓣组成。超声成像主要依靠探头发射高度指向性的主瓣并接收回声放射(echoes);旁瓣的方向总有偏差,容易产生伪像。

3. 声场可分近场和远场两部分。现以最简单的圆形单晶片探头为例,来分析声束复杂的形态及其能量分布。

(1) 近场声束集中,呈圆柱形。其直径接近于探头直径(较粗);其长度取决于超声频率和探头的半径。公式如下:

$$L = (2r \cdot f) / c$$

L 为近场长度, r 为振动源半径, f 为频率, c 为声速

近场虽呈规则的圆柱形,实际上由于旁瓣的相干作用,其横断面上的声能分布很不均匀,以至可以或严重影响诊断。

(2) 远场声束扩散,呈喇叭形。远场声束向周围空间扩散,其直径不断增加(更粗大),但其横断面上的能量分布比较均匀。

声束向两侧扩散的角度称为扩散角(2θ),向其一侧扩散的角度称为半扩散角(θ)。声束的扩散角愈小,指向性愈好。

4. 超声波指向性优劣的指标是近场长度和扩散角。超声频率愈高,波长愈短,则近场愈长,扩散角愈小,声束的指向性亦愈好。增加探头孔径(直径)也可改善声束的指向性,但是探头直径增加会降低横向分辨率。因此,现代超声诊断装置普遍采用小巧的聚焦探头,以减少远场声束扩散。

(三) 声束聚焦与分辨力

采用聚焦技术,可使聚焦区超声束变细,减少远场声束扩散,改善图像的横向和(或)侧向分辨力。

1. 聚焦的方法

(1) 固定式声透镜聚焦:将声透镜贴附在探头表面。常用于线阵探头、凸阵探头,以提高其横向分辨力。此法远场仍有散焦。

(2) 电子相控阵聚焦

1) 利用延迟发射使声束偏转,实现线阵、凸阵等多阵元探头的发射聚焦或多点聚焦,用以提高侧向分辨力。

2) 在长轴方向对整条声束的回声途径上自动、不断地进行全程接收聚焦,亦称动态聚焦。

3) 利用环阵探头进行环阵相控聚焦,改善横向、侧向分辨力。

4)其他聚焦新技术:如二维阵多阵元探头,弥补现有聚焦技术的不足。

2. 聚焦声束与非聚焦声束的比较

(1)聚焦区声束明显变细,横向和侧向分辨力可望大大改善。

(2)近场区(旁瓣区)声能分布不均现象依然存在。

(3)远场区的非聚焦部分散焦现象依然存在,某些单阵元探头或质量低劣的探头或许更为严重。

(4)聚焦声束的形状、大小总体来说仍较奇特。与纤细的X线束相比,尚有较大的差别。

第二节 超声物理性质

超声波具有声波的一般共性已如前述。超声的物理特性除上面提到的声场外,还有以下几个方面。

一、束射特性(方向性)

超声成束发射,类似光线,符合几何光学定律(如反射、折射、聚焦、散焦)。束射特性或方向性是诊断用超声首要的物理特性。

1. 大界面与界面反射(specular reflection)

(1)声波发射时,当遇密度(ρ)和声速(c)不同的两种介质构成的大界面(boundary),会发生反射和折射(透射),包括回声反射(echo reflex)。

(2)界面的回声反射的角度依赖性:大界面是指长度大于声束波长的界面。

1)入射声束垂直于大界面时,回声反射强。

2)入射声束与大界面倾斜时,回声反射减弱甚至消失。假设垂直时回声反射强度为100%,倾斜 6° (入射角 θ)时,回声强度降低至10%;倾斜 12° 时,降至1%。如果倾斜角度 $\geq 20^\circ$,则几乎检测不到回声反射,也称“回声失落”。可见,大界面的回声反射有显著的角度依赖性。

(3)界面回声反射的能量是由反射系数决定的:

$$R_1 = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad (2)$$

Z_1 、 Z_2 代表两种介质的声阻抗。声阻抗=密度 $\times$ 声速(表1-1)。 R_1 代表声强反射系数。

由式可见:两种介质的声阻差愈大,界面反射愈强($Z_2 > Z_1$);两种介质声阻差相等,界面反射消失($Z_2 = Z_1$)。两种介质存在着声阻差,是界面反射的必要条件($Z_2 \neq Z_1$)。

(4)界面回声反射的能量与界面形状密切相关:声束垂直于凹面和凸面,分别具有聚焦和散焦作用(回声增强和减弱);垂直于不规则界面时,则呈现乱散射(回声反射强弱不等或减弱)。

超声界面反射的特点:非常敏感。两种介质之间的声阻抗只要相差0.1%(声阻差),就会产生明显的反射回波(回声)。人体许多器官如肝、脾、胆囊的包膜、腹壁各层肌肉筋膜以及皮肤层等都是典型的大界面。

2. 小界面与后散射(背向散射 back scattering) 小界面是指小于声束波长的界面。

(1)超声遇到肝、脾等实质器官或软组织内的细胞、包括成堆的红细胞(称散射体),会发生微弱的散射波。散射波向四面八方分散能量,只有朝向探头方向的微弱散射信号——后散射(背向散射),才被检测到。

(2)小界面的后散射或背向散射回声,无角度依赖性。

3. 现代超声诊断仪正是利用大界面反射原理,能够清楚显示体表和内部器官的表面形态和轮廓;还利用无数小界面后散射的原理,清楚显示人体表层以至内部器官、组织复杂而且细微的结构。

二、衰减特性

声波在介质中传播过程中,声能随距离增加而减弱,这就是衰减(attenuation)。

1. 衰减与超声传播距离和频率有关。超声频率很高,故衰减现象特别显著。

2. 衰减的原因主要有:吸收、散射、声束扩散。

(1)介质对超声波的吸收:超声的机械能转变为热能传导,或被组织的黏滞性吸收。

(2)能量被许多散射体如蛋白质分子散射掉。

(3)声束扩散(divergence)使超声在介质中前进方向上的能量减小。

3. 衰减系数(单位:dB/cm·MHz)

(1)人体软组织和体液声衰减是不同的。软组织平均衰减系数为 1dB/cm·MHz (表 1-2)。

表 1-2 人体组织的声能衰减系数

介 质 名 称	平均衰减系数(dB/cm·MHz)	频率范围(MHz)
水	0.0037~0.0063	5
血液	0.18	1.0
脂肪	0.63	0.8~7
肝	0.94	0.3~3.4
肾	1.0	0.3~4.5
肌肉(平行肌束)	1.3	0.8~4.5
肌肉(横断肌束)	3.3	0.8~4.5
颅骨	2.0	1.6

(2)蛋白质成分是人体组织声衰减的主要因素(占 80%)。不含蛋白质成分的水,几乎可视为无衰减(透声 through transmission)。

4. 为清楚显示深部组织回声,使正常肝、肾实质成为“均匀回声”(“后方无衰减”),必须使用 TCG(时间补偿增益)调节,按距离补偿超声能量的衰减,故也称为 DCG(距离补偿增益)调节。

正是由于 TCG 或 DCG 人为的调节,使衰减十分明显的肝肾实质“回声均匀一致”,就不难理解为什么在膀胱和充盈胆囊的后方呈现“回声增强”伪像(注:胆汁、尿液中不含蛋白质,与水相似,无明显声衰减,透声性强。与此同时,TCG 或 DCG 调节依然机械地起着时间/距离补偿增益作用)。

5. 人体组织衰减程度一般规律

(1)骨>软骨>肌腱>肝、肾>血液>尿液、胆汁。

(2)组织、体液中蛋白成分尤其胶原蛋白成分愈高,衰减愈显著。反之,组织、体液中水分含量愈多,衰减愈少。组织中钙质成分愈多,衰减也愈多。

三、超声的分辨力

1. 超声的分辨力是指超声在人体软组织中传播时,显示器上能够区分声束中两个细小目标的能力或最小距离。

2. 超声的分辨力受多种因素的影响。包括:超声波的频率、脉冲宽度、声束宽度(聚焦)、声场远近和能量分布、探头类型和仪器功能(如二维图像中像素多少、灰阶的级数等)。

3. 空间分辨力主要与声束特性有关。大致可分为3类。

(1)轴向(纵向)分辨力:指在声束长轴方向上区分两个细小目标的能力。它与波长 λ 有密切关系。频率愈高(波长愈短),则轴向分辨力愈好。相反,超声脉冲愈宽,轴向分辨力愈差。

理论上,轴向分辨力为 $\lambda/2$,由于受到发射脉冲持续时间的影响,实际分辨力为理论值的5~8倍。举例:5MHz探头在软组织中的波长为0.3mm,其轴向分辨力理论值为0.15mm,但实际分辨力约为0.5mm;3~3.5MHz探头的实际分辨力约为1.0mm。

(2)横向分辨力:与探头厚度方向上声束宽度和曲面的聚焦性能有关。在聚焦最佳区的横向分辨力最好。目前腹部常用的线阵、凸阵探头,通常采用声透镜聚焦。在其聚焦区宽度一般 $<2\text{mm}$ 。

(3)侧向分辨力:与线阵、凸阵探头长轴方向上扫描声束的宽度有关。通常采用相控聚焦,聚焦声束愈细,侧向分辨能力愈好。

在聚焦区,3~3.5MHz探头侧向与分辨力应在1.5~2.0mm。

4. 此外,还有细微分辨力(宽频带和数字化声束处理)、对比分辨力(与灰阶级数有关, ≥ 256 级较好)、时间分辨力(单位时间成像速度即帧频)等。

四、超声的多普勒效应

利用运动红细胞对入射超声产生的频移(Doppler shift)或差频,可进行血流信号的检测。检测方法有两种,即多普勒频谱图和彩色多普勒血流图(详见专章叙述)。

1. 多普勒频移(差频)公式

$$f_d = f_R - f_o = \pm \frac{2V \cos\theta}{C} \cdot f_o \quad (3)$$

f_d 为多普勒频移, f_o 为入射超声频率, f_R 为反射超声频率, V 为反射体运动速度, C 为声速, θ 为运动方向与入射波间的夹角。

2. 利用 Doppler 公式计算反射体(如血管内红细胞)的运动速度 根据上述频移公式,可以得出:

$$V = \pm f_d \cdot C / 2f_o \cdot \cos\theta$$

在公式中可见:软组织平均声速 C 是已知数(1540m/s);仪器设 θ 角度校正,故 $\cos\theta$ 值也是已知数(注意: θ 角度必须校正!);发射频率 f_o 也是已知数。因此,超声仪器能够通过快速傅立叶变换(FFT)自动显示血流速度 V 的读数。正负符号($\pm$)分别代表正向和反向血流。然而,只有当超声声束与血流夹角 θ 经过校正(angle correction)之后,其流速读数才有意义。如果 $\theta=90^\circ$, $\cos\theta=0$,于是就不可能测出血流速度,为了顺利测速,必须将 θ 角度变小,尽可能使 $\theta<60^\circ$ 。

3. f_d 一般都在音频范围内 检出 f_d 后,可利用仪器的扬声器发出的声响来监听,并通过FFT对 f_d 进行频谱分析——频谱多普勒(spectral Doppler)。

举例:当 $f_o=3\text{MHz}$, $f_R=3.005\text{MHz}$, 则 $f_d=f_R-f_o=5000\text{Hz}$ 或 5kHz (音频范围)。

五、超声的生物学效应

超声波在生物组织内的传播过程中,必然使介质分子微粒发生高频机械振荡,这就是超声的能量传递或超声的功率作用。当电脉冲加至探头压电换能器发射超声脉冲时,压电换能器将电能(电功率)转换为声能(声功率)。

1. 超声能量物理参数 声功率(acoustic power):单位时间内从超声探头发出的声功。单位:瓦(W)或毫瓦(mW)。声强(intensity):单位面积上的声功率(W/cm^2 或 mW/cm^2)。

由于声场中的声强在空间和时间上分布不均匀,故有“空间峰值(SP)”和“空间平均(SA)”声强以及“时间峰值(TP)”和“时间平均(TA)”声强等概念。

ISPTA 空间峰值时间平均声强(mW/cm^2)

ISPPA 空间峰值脉冲平均声强(W/cm^2)

2. 超声生物学效应及其产生机制

(1)热效应:由于组织的黏滞吸收效应可使部分超声能量转换为热能,导致局部温度升高。诊断用超声因声强低,一般不会造成明显的温度升高(通常 mW/cm^2 级)。

(2)空化作用:在强功率超声照射下,局部组织产生压力增大、降低的交替变化,液体“断裂”引起气体微泡的形成。诊断用超声尚未得到证实。

(3)诊断用超声对细胞畸变、染色体、组织器官的影响等均在实验研究中。有报道称,对胎儿出生体重似有影响,但尚无定论。

(4)高强聚焦超声(high intensity focused ultrasound, kW/cm^2 级, HIFU):对生物组织有强大的破坏作用。利用其热凝固和杀灭肿瘤细胞作用,已用于肿瘤灭活治疗;利用其强烈机械振荡作用可以用于碎石治疗。

(5)其他:超声在物理治疗学方面的广泛应用(W 级,一般 $0.5\sim3\text{W}/\text{cm}^2$)。

3. 对人体不同部位超声照射强度的安全规定 不同人体软组织对超声辐射的敏感程度不同。胚胎和眼部组织属敏感器官。超声辐射剂量是超声强度与辐射时间的乘积。

美国食品药品监督管理局对人体不同部位超声照射强度的规定(表 1-3)。

表 1-3 人体不同部位超声照射强度的规定(美国 FDA)

部 位	ISPPA(W/cm^2)	ISPTA(mW/cm^2)	IM* (W/cm^2)
心脏	190	430	310
脉管	190	720	310
眼部	28	17	50
胎儿	190	94	310

* IM 代表最大声强

为了表达超声的热效应和空化效应,近年来采用两个新的可显示的参数(供不同器官、部位诊断时准确地调节显示):

(1)热指数(thermal index, TI):指超声实际照射到某声学界面产生的温升与使界面温升 1°C 的比值。TI 值在 1.0 以下无致伤性,但对胎儿应调节至 0.4 以下,对眼球应调至 0.2 以下。

(2)机械指数(mechanical index, MI):指超声在弛张期的负压峰值(Mpa 数)与探头中心

频率(MHz 数)的平方根数的比值。通常认为,MI 值在 1.0 以下无致伤性,但对胎儿应采用低机械指数,即将 MI 调节至 0.3 以下,对眼球应调至 0.1 以下。此外,声学造影时如果采用低机械指数,可以防止微气泡破裂,提高造影效果。

4. 诊断用超声的安全性和应用原则

(1)世界医学生物学超声联合会(世超联,WFUMB)声明摘要(1992)

1)目前使用的简单的 B 型超声成像设备的声功率,不可能产生有害的温度升高作用。因此,它在致热方面无禁忌证,包括经阴道和经腹壁以及内镜超声的应用。

2)某些 Doppler 诊断仪在无血液灌注的实验条件下,可引起有显著生物学作用的温升效应。将声束照射时间尽可能减少,可使升温作用降至最小。输出功率也可调节,应用最低输出功率。动物实验研究清楚表明,小于 38.5℃可以广泛地使用,包括产科应用。

(2)临床超声诊断安全应用原则

1)尽可能采用最低的输出功率,尽可能减少超声扫查时间。

2)对于眼部和胎儿,采用 Doppler 检查时尤应严格遵循上述规定。

第二章 多普勒超声技术基础及应用

第一节 频谱多普勒

一、多普勒基本概念

1. 多普勒效应 多普勒效应的公式及用以计算血流速度的公式如下:

$$f_d = 2V \cos \theta f_0 / c$$

$$V = f_d c / 2f_0 \cos \theta$$

多普勒效应是说明振动源与接收体之间存在运动时,所接收的振动频率发生改变的物理现象。

上式中 V 为接收体运动速度, f_d 为多普勒效应产生的频移, c 为振动源发出的振动在介质中的传播速度, f_0 为振动源发生的振动频率, θ 为振动源发出的振动传播方向与接收体运动方向间的夹角。

(1) 振动源与接收体互相对向运动时,接收的振动频率增高。

(2) 如两者互相背离运动时,接收的振动频率减低。

(3) 振源不动,接收体向着振源运动,接收的振动频率增高。

(4) 同上,但接收体背离振源运动,接收的振动频率减低。

(5) 接收体不动,振源运动,朝向接收体运动时,接收的振动频率增高,背离接收体运动时,接收的振动频率减低。

在超声医学诊断中, V 即红细胞的运动速度, c 为探头发射的超声在人体组织中的传播速度, f_0 为探头发射的超声频率, f_d 为多普勒效应所产生的红细胞散射回声的频移。

2. 脉冲波多普勒 超声探头间歇式发射超声,在发射间歇期,探头可选择性接收所需位置的回声信号。所需检测位置的深度用延迟电路完成,检测取样的大小用取样容积(sv)调节。

3. 连续波多普勒 探头内有两个换能器,一个连续发射超声,一个连续接收回声信号。无选择检测深度的功能,但可测很高速度的血流,不会产生混迭(aliasing)伪像。

4. 高脉冲重复频率(HPRF)多普勒 脉冲重复频率(PRF)是探头在每秒时间发射超声脉冲群的次数,因为在发射超声的间歇期才能接收到频移回声信号,所以能测量的最大频移 f_d 与 PRF 的关系是 $f_d = \text{PRF}/2$,即 f_d 的大小受到 PRF 的限制,为了增大脉冲波多普勒检测高速血流的能力,需要增大 PRF,这就是高脉冲重复频率(HPRF),在使用 HPRF 技术时,在多普勒超声取样线上可显示两个或两个以上的取样容积。

5. 多普勒频谱曲线分析基础 多普勒超声所检测的不是一个红细胞,而是众多的红细胞,各个红细胞的运动速度及方向不可能完全相同,因此出现多种不同的频移信号,被接收后成为复杂的频谱分布(波形),对它用快速傅立叶转换技术(FFT)进行处理后,把复杂的频谱信号分解为若干个单频信号之和,以流速-时间曲线波形显示,以便于从中了解血流的方向、速度、时相和血流性质等问题。

二、脉冲波多普勒技术的局限性

1. 脉冲重复频率与最大测量速度 最大频移值即最大速度值受脉冲重复频率的限制($f_d = \text{PRF}/2$)。

2. 脉冲重复频率与检测深度 PRF 与检测深度(d)的关系为 $\text{PRF} = c/2d$, 即 $d = c/2\text{PRF}$, 说明检测深度受到 PRF 的影响。

3. 深度测量与速度测量互相制约 检测深度 d 与速度 V 的乘积公式如下: $V_d = c^2/8f_0 \cos\theta$, c (超声传播速度)、 f_0 (发射超声频率)在公式中是恒定值, V_d 是常数, 即 V 增大 d 就必须减少, 反之亦然, 不能两者兼顾。

4. 多普勒回声信号混迭 当被检测目标的运动速度即频移超过 $f_d = \text{PRF}/2$ 时, 回声信号被截断为两部分, 在零位基线反方向一侧显示被截断的多普勒流速曲线频谱, 这种多普勒流速曲线回声信号的显示称为混迭或倒错(aliasing)。

三、增大脉冲波多普勒技术检测血流速度、检测深度的方法

1. 降低发射频率 计算流速的公式是 $V = f_d c / 2f_0 \cos\theta$, 即发射超声频率 f_0 与检测速度 V 成反比, 因此减低发射频率 f_0 , 就可提高检测速度的能力。

2. 移动零位基线 对正向的多普勒流速曲线, 把零位基线从纵坐标的中央位置下移到底部, 就能把测量的速度范围增大一倍。

3. 减低取样深度 已知速度 V 与深度 d 相乘是常数, 如把深度 d 减小, 就可使检测的速度范围增大。

4. 增大超声入射角(θ) 在测量计算速度的公式中, 速度 V 与超声入射角的余弦值($\cos\theta$)成反比, 已知 $\cos\theta$ 的角度越大, 其余弦值越小, 20° 的 $\cos\theta$ 值为 0.94, 60° 的 $\cos\theta$ 值为 0.50, 因此增大超声入射角, 即把 θ 角增大, 而实际的 $\cos\theta$ 值减小, 可使测量的速度值增大。但入射角是三维立体角, 从二维图像上难以准确调节; $\cos\theta$ 在分母位置, 值越小计算出的速度值误差越大, 所以此法不可取。

5. 超声入射角的余弦值($\cos\theta$) 超声入射角为 0° 、 20° 、 60° 、 90° 时的余弦值($\cos\theta$)如下:

入射角	余弦值($\cos\theta$)
0°	1.0000
20°	0.9373
60°	0.5000
90°	0.0000

以上数据说明, 入射角为 $0^\circ \sim 20^\circ$ 时, $\cos\theta$ 为 1.0~0.9, 对 f_d 、 V 值的计算不产生明显的影响, 入射角 60° 时, $\cos\theta$ 为 0.5, 对计算产生明显影响, 入射角 90° 时, $\cos\theta$ 为零, 即无多普勒效应产生。

6. 用高脉冲重复频率(HPRF)的频谱多普勒, 就能增大测量频移 f_d 的最大值, $f_d = \text{HPRF}/2$ 。

第二节 彩色多普勒

一、彩色多普勒技术原理

1. 彩色多普勒血流成像原理 以脉冲波多普勒技术为基础, 用运动目标显示器(MTI),

自相关函数计算,数字扫描转换、彩色编码等技术,达到对血流的彩色显像。

2. 三基色与二次色原理 三基色是红、蓝、绿,各种彩色都是由这三基色构成。三基色混合时,可产生其他的彩色,这称为二次色,例如红色与绿色混合,产生黄色。在彩色多普勒血流显像技术中,以红色表示正向血流,如流速很高,单纯红色不能表达血流的高速,红色加绿色产生黄色,就以红—黄表示正向高速血流。

二、彩色多普勒技术的种类

1. 速度型彩色多普勒 以红细胞运动速度为基础,用彩色信号对血流显像,其技术特点为:

(1)以彩色表示血流方向,例如以红色表示流向探头的血流,蓝色表示背离探头流动的血流。

(2)以彩色信号的色调(彩色的明亮度)粗略表示血流平均速度的快慢,彩色越明亮表示流速越快,色调越暗淡,表示流速越慢。

2. 能量型彩色多普勒 此技术是以红细胞散射能量(功率)的总积分进行彩色编码显示,其技术特点如下:

(1)成像对超声入射角的相对非依赖性。超声入射角的变化,只改变红细胞运动的功率谱-时间曲线的特性,曲线下的面积即能量不变,因而成像相对不受超声入射角的影响。

(2)对血流的显示只取决于红细胞散射的能量(功率)存在与否。因而能显示低流量、低速度的血流,即使灌注区的血流平均速度为零,而能量积分不等于零,也能用能量多普勒显示。

(3)不能显示血流的方向。

(4)不能判断血流速度的快慢。

(5)不能显示血流性质。

(6)对高速血流不产生彩色信号混迭。

(7)增加动态范围 10~15dB,因而对血流检测灵敏度提高。

3. 速度能量型彩色多普勒 既能以能量型多普勒显示血流,同时又能表示血流的方向。

三、彩色多普勒血流显示方式

1. 速度-方差显示 以彩色及其色调表示血流方向及速度。当血流速度超过仪器所能显示的极限和(或)血流方向明显紊乱时,在血流的红色或蓝色信号中夹杂其他彩色,例如绿色的斑点状信号,这就是速度-方差显示,因为彩色多普勒血流显像是以自相关技术中计算的方差表示取样部位的流速值范围,因此称为方差方式。速度方差值越大,绿色斑点的亮度就越明显,否则,绿色的亮度越小,常见于湍流及高速血流。根据三基色及二次色原理,速度-方差显示时,朝向探头的血流可变为黄色信号,背离探头的高速血流可变为青蓝色信号。

2. 速度显示 以红色显示血流朝向探头,蓝色表示血流背离探头,彩色信号的明亮度表示流速的快慢。

3. 方差显示 如前所述,当血流速度超过仪器检测的极限和(或)血流方向极度紊乱时,彩色信号从单一彩色变为多种朦胧色即所谓五彩镶嵌,更多见于极高速血流的显示,例如瓣口狭窄的射流及室水平的分流等。

4. 能量显示 即能量型朦胧色多普勒显示,彩色信号的明亮度表示血流运动的多普勒振幅(能量)大小,适用于对低速血流的显示。

四、彩色多普勒血流显像技术的局限性

1. 超声入射角的影响

(1)速度型彩色多普勒技术受入射角的影响,入射角与血流流动方向成 90° 时,因 $\cos\theta$ 为零值,不能对血流成像。

(2)以横向走行显示较长管道的血流时,流入管道的血流因朝向探头显示为红色信号,在近中央处因超声入射角成 90° 无彩色信号,而实际上血流方向并未改变也未中断。

(3)超声入射角即 $\cos\theta$ 的大小,影响所计算的频移(速度)值,对流速恒定的血流,因 $\cos\theta$ 的变化可使彩色信号的色调产生变化,但并不等于血流速度也在变。

2. 超过奈奎斯特频率极限(Nyquist limit)时的彩色信号混迭 奈奎斯特频率极限即 $>PRF/2$ 时,超过能测的最大速度,因而发生彩色信号的倒错也即混迭,表现为多彩信号,辨别不清血流方向。能量型彩色多普勒不受此影响。

3. 检测深度与成像帧频及可检测流速间的互相制约 已知检测深度 d 与速度 V 相乘是常数,这两者互相制约,同时加大检测深度,就增加了每条扫描线上需处理的信号数量,延长了成像时间,使帧频降低。

4. 对二维图像质量的影响 彩色多普勒血流显像是叠加在二维黑白灰阶图像上,因彩色多普勒需处理的数据量很大,为了获得实时的图像显示,即较高的帧频,需要用较小扫描角度,影响到二维图像的成像质量。如用多通道多相位同时分别处理彩色多普勒与二维成像,可提高彩色多普勒显像的帧频及保持二维灰阶成像的质量。

5. 湍流显示的判断误差 方差显示方式是由于血流速度过快,超过奈奎斯特频率极限或血流方向紊乱,湍流的主要特点是血流的多方向性,因此当湍流以方差显示时,出现绿色的斑点信号,但绿色斑点出现在方差显示,不一定就是湍流,也可能只是由于血流速度过快。

第三节 频谱多普勒技术的应用

一、血流动力学基础知识

1. 血流流动的一般规律 血液为黏性流体,其流动状态可分为层流与湍流两大类。

(1)层流:流体以相同的方向呈分层的有规律流动,流动没有横向的交流,同一层流体的流速相同,不同层流体的流速不相同。

流体以比较恒定的速度及方向流动时,称为稳流,层流以这种状态流动,称为稳定层流,例如人体的门静脉血流。

流体内部质点运动速度与方向均随时间而变化,称为非稳流,在层流时称非稳定层流,例如人的动脉血流。

按泊肃叶公式的推导,层流的流速分布规律,在管道轴线处流速最高,越近管道壁处流速越低,管壁处流速为零,因此其速度分布剖面呈抛物线形状。

但层流的流动还受流体加速度、管道的形状(例如管道弯曲、管道膨大、管道缩窄)以及流体的黏滞性等因素的影响,可从抛物线形状变为多种形状流速剖面。

流体在弯曲管道的流动:流体进入管道的弯曲部分时,因向心加速度的作用,流体在管腔内侧处的流速较快。在管道的弯曲部分,变为管道中央部分流速增快,近管壁处的流速降低。绕过管道的弯曲部分后,管道外侧缘处流速增高,内侧缘处流速低。流体在弯曲管道中的流速

变化,形成流体在管道内的横向循环(流体增快从内侧缘→中央→外侧缘)或称为二次流动。人体血流从升主动脉到主动脉弓、从主动脉弓到降主动脉的流动,是血流在弯曲管道流动的例子。

流体在扩张管道的流动:流体在扩张的管道流动时,在管道中央部分仍然是均匀的稳定层流,在扩张(膨大部)近管壁处的流体流动表现出与管道中央部分的层流分离成漩涡状流动。

流体在狭窄管道的流动:流体在管道中流过局部狭窄区时,在狭窄区流体的流速剖面从“锥削型”改变为“活塞型”,但流速明显增高,称为射流(jet);通过狭窄区后,流体扩散,流动方向改变,在管壁处流体的方向改变最明显,呈漩涡流动,此处的流体流动称为反向(reverse)湍流。流体中部流速增高至雷诺数 >2000 时,即成为湍流(turbulence)状态。再往远处延伸,湍流逐渐恢复为层流。

(2)湍流:流体的流速及流动方向都呈多样化杂乱无章的不规则流动,即流体不分层,流体成分互相混杂交错。湍流经常在流体通过一窄孔后发生,对湍流可用雷诺公式所计算的雷诺数判断,当雷诺数(Re) >2000 时通常是湍流, $Re \leq 2000$ 时一般为层流。

2. 血流流动的能量守恒定律 流体在一倾斜管道内流动时,具有流体静力压能,流动时的动能以及流体处于一定高度时的势能,这三种能的总和是常数,即这三种能不论如何此消彼长,总和的值是恒定的。这可以用伯努利(Bernoulli)方程证明,为了实际计算的方便,此方程可省略为简化的伯努利方程: $\Delta P = 4V^2 \max$,用此方程可以估算跨瓣压差、心腔及肺动脉的压力。

3. 血流流动的质量守恒定律 液体在管道内流动时,如管道内径宽窄不一,即存在各种大小不等的横截面积(A),流速(V)也快慢不一,但流经管道各处的质量(m)总是恒定的: $m = \rho_1(\text{密度})A_1V_1 = \rho_2A_2V_2 = \rho_3A_3V_3 = \dots$,也即 $\rho AV = \text{恒量}$,这就是流体力学中的连续方程。在频谱多普勒技术中,流体力学的连续方程得到有效的运用。例如,流过心脏四个瓣口的血流量(Q)总是相等的: $Q_{TV} = Q_{PA} = Q_{MV} = Q_{AO}$,利用频谱多普勒的连续方程,可以计算病变瓣膜口的面积。

二、频谱多普勒技术的调节方法

1. 多普勒种类选择 对于中、低流速的血流检测,选用脉冲波多普勒,例如检测腹腔、盆腔脏器,外周血管、表浅器官的血流。对于高速血流的检测,选用连续波多普勒,例如瓣膜口狭窄的射流,心室水平的分流、大血管与心腔间的分流、大血管间的分流等的高速射流。用高脉冲重复频率(HPRF)的脉冲波多普勒,虽也可检测到 6m/s 的高速血流,但不如用连续波多普勒技术方便。

2. 滤波条件 检测低速血流,用低通滤波,以免低速血流被“切掉”不能显示。对高速血流,用高通滤波,以免低速运动多普勒信号的干扰。

3. 速度标尺 选择与被测血流速度相匹配的速度标尺,可使低速血流不被显示,对高速血流用低速标尺,可能使多普勒信号出现混迭。

4. 取样容积 对血管检测,取样容积应略小于血管内径,不能比血管内径大,检查心腔内、瓣膜口血流时,取样容积选用中等大小。

5. 零位基线 移动零位基线,可增大频移测量范围,避免多普勒信号出现混迭。

6. 频谱信号上、下翻转 负向频谱转换成正向,可便于测量及自动包络频谱波形。

7. 超声入射角 超声束与血流方向的夹角 θ ,心血管系检查应限制在 $0^\circ \sim 20^\circ$,外周血管

检测的实际入射角如 $>60^\circ$ ，都应仔细调整探头使其校正到 $\leq 60^\circ$ 。

三、频谱多普勒波形的意义

从频谱多普勒的波形，可了解到有关血流的如下内容：

1. 波形的纵轴方位代表频移(速度)，横轴方位代表时间。
2. 零位基线上方的波形血流朝向探头流动，基线下方的波形代表血流背离探头流动。
3. 频谱的灰阶值高，代表在取样容积内速度相同的红细胞数量多，反之则灰阶值低。

4. 频谱宽度(频带宽度)，即频移在频谱垂直方向上的宽度，表示在某一瞬间取样容积中红细胞运动速度分布范围的大小，如红细胞运动速度相同的多(速度梯度小)，称为频谱宽度窄或频带窄，如速度不同的多(速度梯度大)，称为频谱宽度宽或频带宽。层流为频谱窄，湍流为频谱宽。但频谱宽度的宽窄，受取样容积大小的影响，取样容积小，易获得窄频谱，取样容积大，可使频谱变宽，大的动脉，常为频谱窄，外周小动脉，常为频谱宽。

四、用频谱多普勒判断血流性质

1. 层流 显示为频谱窄、频谱波形规整，容易被自动包络，频谱宽度与基线之间有明显的无回声充填区即频谱窗。频谱信号音柔和有乐感。

2. 湍流 显示为频谱宽，频谱波形不规整，不易被自动包络，频谱窗消失，在基线的反方向上还可能出现杂乱的低幅波形。频谱信号音粗糙、刺耳。

3. 动脉血流 频谱图形呈脉冲波形，收缩期幅度(速度)大于舒张期，舒张期开始可能出现短暂的反向脉冲波形。频谱信号音呈明确的搏动音。

4. 静脉血流 频谱呈连续的、有或无起伏的曲线，曲线起伏是由于呼吸时对静脉压力的增大或减小所致，对静脉远端部位加压也可产生同样的效果，大的静脉如腔静脉更易出现频谱曲线的起伏。频谱信号音呈连续的吹风样或大风过境样声音。

五、频谱多普勒的用途

1. 测量血流速度及与其有关的参数

(1) 收缩期峰值速度 V_s 或 V_p (m/s)。

(2) 舒张期末速度 V_d (m/s)。

(3) 空间峰值时间平均速度 V_m (m/s)。

(4) 速度时间积分 VTI 或 TVI，频谱包络下的面积，代表“长度”参数 m 或 cm。

1) 收缩期 VTI: VTI_s 。

2) 舒张期 VTI: VTI_d 。

3) 一个心动周期的 VTI: $VTIT$ 。

(5) 搏动指数 $PI = (V_s - V_d) / V_m$ 。

(6) 阻力指数 $RI = (V_s - V_d) / V_s$ 。

(7) 收缩舒张比值 $S/D (V_s / V_d)$ 。

(8) 舒张平均比值 $D/M (V_d / V_m)$ 。

(9) 加速度时间 Act(AT)，多普勒频谱波形从基线开始到波峰的时间(ms)。

(10) 平均加速度 mAV: 频移的峰值速度 (V_p 或 V_s) 除以加速度时间 (Act)， $mAV = V_p / \text{Act} (\text{m/s})^2$ 。

(11)减速度时间 Dct(DT):从频谱波形顶峰下降到基线的时间(ms)。

(12)平均减速度 mDV:频移的峰值速度(V_p 或 V_s)除以减速度时间(Dct), $mDV = V_p / \text{Dct}(\text{m/s})^2$ 。

2. 测量跨瓣压差 用简化的伯努利公式 $\Delta P = 4V^2_{\max}$ 计算, ΔP 即压差(PG), $V_{\max}$ 为频移的峰值速度(V_p)。

3. 测量计算心腔及肺动脉压 用简化的伯努利公式, 计算两心腔之间或大血管与心腔间的压差(PG), 然后再换算为心腔或肺动脉压。例如: 测量右室收缩压(RVSP), 用三尖瓣反流的峰值速度(V)计算右室(RV)右房(RA)间的差 ΔP_{TR} , $\Delta P_{\text{TR}} = 4V^2_{\text{TR}}$, $\Delta P_{\text{TR}} = \text{RVSP} - \text{RAP}$, $\text{RVSP} = \Delta P_{\text{TR}} + \text{RAP}$, RAP 已知为 10mmHg, 因此 $\text{RVSP} = \Delta P_{\text{TR}} + 10\text{mmHg}$ 。

4. 测量分流量 用二维超声及频谱多普勒测量体循环量(Q_s)及肺循环量(Q_p), $Q_p - Q_s = \text{分流量}$ 。

5. 测量反流量及反流分数 用二维超声及频谱多普勒测量有关心腔的血流量, 然后计算出反流量。例如: 主动脉瓣反流, 测量主动脉瓣口血流量 AVF 及二尖瓣口血流量 MVF, 反流量为 $\text{AVF} - \text{MVF}$, 反流分数为 $\text{RF} = (\text{AVF} - \text{MVF}) / \text{AVF} = 1 - \text{MVF} / \text{AVF}$ 。

6. 测量瓣口面积 用连续方程, 从已知的正常瓣口面积、正常瓣口的平均血流速度、病变瓣口的血流速度, 就可求得病变的瓣口面积, 例如: 主动脉瓣口面积 $A_{\text{AO}} = A_{\text{MC}} \times V_{\text{MC}} / V_{\text{AO}}$, A_{MC} 是二尖瓣环截面积, V_{MC} 是二尖瓣环平均血流速度, V_{AO} 是主动脉瓣口平均血流速度。

第四节 彩色多普勒技术的应用

一、彩色多普勒技术的调节方法

1. 彩色标图 速度显示方式用于检测中、低血流速度, 速度-方差及方差显示方式用于检测高速血流速度。

2. 发射超声频率 检测较表浅的器官、组织以及经腔道检测用高频超声, 对高速血流的检测用较低频超声, 对低速血流的检测, 在能达到被检测血流深度的前提下, 应尽可能用高的超声频率。

3. 滤波器调节 对低速血流用低通滤波, 以防止低速血流被“切除”; 对高速血流用高通滤波, 以去除低频运动信号的干扰。

4. 速度标尺 须与被检测的血流速度相匹配, 对腹部及外周血管一般用低速标尺, 对心血管系用高速标尺。

5. 增益调节 检测开始时, 用较高的增益调节, 使血流易于显示, 同时噪声信号可能也多, 然后再降低增益使血流显像最清晰而又无噪声信号。

6. 取样框调节 取样框应包括需检测区的血流, 但不宜太大, 使帧频及显像灵敏度下降。有些超声仪还有类似取样容积的“gate”调节, 也不宜过大, 过大可导致彩色信号增宽。

7. 零位基线移动 对检测较高速度的血流, 为避免奈奎斯特频率极限所致的彩色信号混迭, 把零位基线下移, 以增大检测的速度范围。

8. 余辉调节 Persistence 调节钮可使帧图像重叠, 即增大余辉, 使低速度、低流量的血流更易于显示清楚。

9. 扫查范围与方向调节 较小的扫查范围(角度)可增加帧频, 彩色显像更清晰。与血流走向相同的扫查方向, 可使彩色显像更敏感, 更清晰。

10. 消除彩色信号的闪烁 低频运动的多普勒信号,例如呼吸、腹肌收缩运动等,可在血流的彩色成像图上闪烁出现不规则的彩色信号,干扰或遮盖血流的显示。可选用高速度标尺、高通滤波抗干扰,最佳方法是令患者屏住呼吸。

二、彩色多普勒技术检测血流的用途

1. 检出血管 小血管管腔在二维超声显像常不能显示,例如脑血管。用彩色多普勒可显示其血流通道。

2. 鉴别管道性质 实质脏器内所显示的管道,可能是血管、胆管及其他结构,用彩色多普勒可容易地把血管与其他管道结构鉴别开。

3. 识别动脉与静脉 动脉血流速度快,在低速标尺时易于出现彩色信号混迭,在舒张期可能有瞬间的反向血流信号,在舒张中、末期速度慢(彩色信号色调暗淡)甚至无血流(无彩色信号)。因有收缩期、舒张期流速的差别,动脉血流信号呈闪动显现,彩色信号亮度高。静脉血流速度低,无时相之分,血流的彩色信号连续出现,彩色的色调较暗淡,但可因呼吸影响而有变化,如速度标尺调节较高,静脉血流可不被显示。

4. 显示血流的起源、走向、时相 红色信号表示血流朝向探头流动,蓝色信号表示血流背离探头流动。肝静脉血流显示为蓝色信号,标志血流从肝脏流出汇集到下腔静脉。在胸旁四腔心图上,如有红色的血流信号,通过房间隔贯穿左房、右房,表示心房水平由左向右的分流血流;如有红色的血流信号从心房进入心室,表示舒张期心房血流充盈心室。

5. 反映血流性质 层流血流的彩色多普勒信号显示色彩比较均匀,用较低的速度标尺时血管腔中央的彩色信号亮度高(速度高)于近管壁处的信号(速度低)。病变时的高速射流因超过奈奎斯特极限,出现血流信号的混迭,常呈所谓五彩镶嵌。湍流时呈方差或速度方差显示,但由于血流速度不是极高速,通常不呈现五彩镶嵌。

6. 表达血流速度快慢 彩色信号亮度可粗略地反映血流速度的快慢,彩色信号明亮说明血流速度快,色彩暗淡表示血流速度慢。

7. 引导频谱多普勒的取样位置 引导频谱多普勒对瓣口狭窄、关闭不全、心内分流、大血管间的分流、心腔与大血管的分流等异常血流的检测。

三、彩色多普勒技术的临床应用

1. 心血管系 检测瓣口的狭窄性射流、关闭不全的反流,心内、心腔与大血管、大血管间的分流,判断这些血流的起源、走向、时相、速度快慢。

2. 腹部及盆腔脏器、表浅器官 检测其正常血流情况、异常血流的有无及在病变区的分布(如包绕病变区,延伸入病变区内)等。

3. 外周血管 检测动脉血流判断有无管腔狭窄、闭塞,真性、假性动脉瘤,夹层动脉瘤等;检测静脉血流判断有无血栓形成、静脉瓣功能不全等,检查动静脉瘘。

第三章 超声诊断仪

第一节 超声探头

一、超声产生原理

1. 压电材料 如天然石英晶体、钛酸钡、锆钛酸铅、压电陶瓷、压电聚合物 PVDF (polyvinylidene fluoride)。一般需要磁场极化处理。

2. 压电材料的特性——压电效应 在压电晶片上施加机械压力或振动,其表面产生电荷。这种机械能转变为电能的现象,称正压电效应。

在压电晶片上施加交变电信号,由此产生晶片相应频率的机械振动。这种电能转换为机械能的现象,称逆压电效应。

如果在压电晶片上施以高频交变电信号(逆压电效应),晶片产生相应高频的超声振动超声波;如果在压电材料表面施以高频(2~10MHz)的电脉冲信号,则压电晶片产生诊断常用的脉冲式超声波信号。

二、超声探头(超声换能器)

1. 超声探头的核心部分是压电材料。

2. 压电晶片的背面填充吸声材料。作用:产生短促的超声脉冲信号,以提高纵向分辨力。

3. 压电晶片的前面贴以匹配层。作用:除可保护压电材料外,还使压电材料与人体皮肤之间的声阻差相近。目的:减少发射超声由于过度谐振造成的声能损失,从而提高探头的灵敏度。

三、超声探头的种类

(一)电子扫描探头

1. 线阵探头。

2. 凸阵探头。

3. 相控阵探头。

(二)机械扫描探头

1. 扇形扫描探头。

2. 环阵(相控)扇扫探头。

3. 其他:旋转式扫描探头等。

此外,尚有根据临床需要制成的腔内探头,如:

1. 阴道探头(经阴道探测子宫与附件)。

2. 直肠探头(经直肠扫描前列腺、精囊、直肠壁)。

3. 导管内微型探头、腹腔镜用探头等。

四、探头频率

1. 单频探头 中心频率固定的探头(频宽较窄)。例如:2.5MHz 探头、3.5MHz 探头等。
2. 变频探头 利用仪器面板控制,可根据临床需要选择 2~3 种发射频率。如:同一探头可选 3.5MHz 或 5.0MHz 探头。
3. 宽频探头 采用宽频带复合压电材料。发射时,带宽范围有 2~5MHz、5~10MHz、6~12MHz 不等。接收时分三种情况:
 - (1)选频接收:在接收回声中选择某一特定的 1~3 个中心频率,以满足临床所需的深度。
 - (2)动态接收:接收时,随深度变化选取不同的频率。近区选取高频,中部选取中频,远区只接收低频。如此既达到良好的分辨力,又有良好的穿透力,符合深部显示要求。
 - (3)宽频接收:接收宽频带内所有频率的回声。在近区和中部回声频率高或较高,在远区只接收较低频率的回声。
4. 高频探头 发射频率高达 40~100MHz 范围的超声探头,称之为高频探头。此类探头主要用于皮肤超声成像;眼部专用的超声生物显微镜,观察眼前节(浅表部分);冠状动脉成像(通过导管探头进行)等。

五、探头的振子数

超声探头通常是由多种阵元组成,并与一定数目的“声通道”对应。

振子数(elements)是超声探头质量的重要指标,也是决定超声主机使用结果的关键技术之一。

阵元与振子通道的关系:一个阵元由 4~6 个振子分组构成。如 256 振子只有 64 阵元,即一个阵元包括 4 个振子;256 振子可与 256 个采集通道对应;也可与 64 个采集通道对应,即 256 振子,64 采集通道。

振子数愈多(128 个、256 个、512 个、1024 个振子和声通道),理论上成像质量愈好。采用高密度探头,可提高声束扫描线的密度,多方向同时接收回声信号,无需进行补插处理,图像分辨力显著提高。

在数字化波束形成的仪器接收回声时,其全部振子及通道均可起作用。

第二节 实时超声成像原理

一、声束扫描和声像图

(一)声束扫描

1. 概念 声束扫描是利用探头发射的聚焦声束进行的断层扫描。

聚焦超声的特点:①声束形态特殊。聚焦区较细,远、近区即两端均较粗,呈长喇叭形;②超声波长取决于所用探头频率,故其分辨力、穿透力随之改变。显然,扫描声束与 CT 扫描用的 X 线束很不相同。

2. 脉冲超声的发射与接收采用雷达原理 探头首先向体内发射短促的脉冲超声(以腹部肝区为例,假定 $1\mu\text{s}$);随即利用脉冲超声较长的静止期(假定 $1000\mu\text{s}$),等待并接收来自皮肤、皮下组织、肌层、腹膜壁层、肝包膜、肝实质以至实质后方的肝包膜等各层大小界面发出的回声反射信号。这些回声信号返回探头,立即被按序转换成电信号,再通过超声诊断仪加以接收和